



⑫ Offenlegungsschrift  
⑪ DE 3205693 A1

⑤ Int. Cl. 3:

H 01 L 31/16

G 21 K 4/00  
G 01 T 1/29  
H 01 J 31/49  
A 61 K 49/00  
G 03 B 41/16

⑦1 Anmelder:

Siemens AG, 1000 Berlin und 8000 München, DE

⑦2 Erfinder:

Heinrich, Hans, Dipl.-Phys. Dr., 8520 Erlangen, DE

⑧4 Röntgenbildwandler

Die Erfindung betrifft einen Röntgenbildwandler mit einem durch Röntgenstrahlen zur Speicherung von Leuchtelektronen anregbaren Schirm (8), dem Mittel zur abtastenden Ausleuchtung zugeordnet sind, und solche (6), die das Ausleuchtergebnis in elektrische Signale umsetzen, sowie eine Vorrichtung (16) zur Umwandlung der so erhaltenen Bildsignalfolge in ein sichtbares Bild. Bei derartigen Anordnungen wird durch die üblicherweise vorhandene körnige oder gerasterte Struktur der Speicherstoffschicht eine Störung des Bildes hervorgerufen. Zur Vermeidung dieses Nachteils sieht die Erfindung eine homogene Speicherschicht (8) vor, die etwa als Einkristall oder transparent aufgedampfte Schicht ausgebildet sein kann. Ein erfindungsgemäß ausgebildeter Röntgenbildwandler ist insbesondere für den Einsatz in der medizinischen Röntgendiagnostik geeignet. (32 05 693)

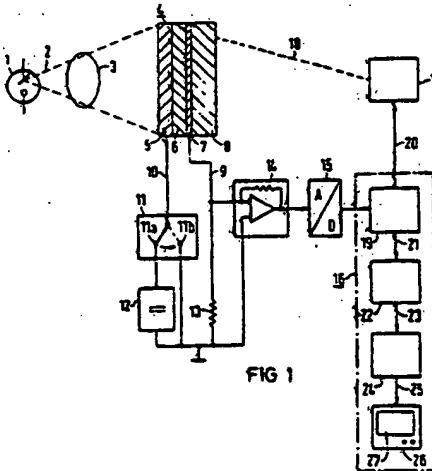


FIG 1

BEST AVAILABLE COPY

Patentansprüche

1. Röntgenbildwandler mit einem durch Röntgenstrahlen zur Speicherung von Leuchtelektronen anregbaren Schirm,  
5 dem Mittel zur abtastenden Ausleuchtung zugeordnet sind und solche, die das Ausleuchtergebnis in elektrische Signale umsetzen, sowie eine Vorrichtung zur Umwandlung der so erhaltenen Bildsignalfolge in ein  
10 sichtbares Bild, dadurch gekennzeichnet, daß der Schirm eine völlig homogene Speicherstoffschicht ist.
2. Röntgenbildwandler nach Anspruch 1, dadurch  
15 gekennzeichnet, daß der Speicherstoff aus als Einkristallschicht gezogenem Wismut-Germanat besteht.
3. Röntgenbildwandler nach Anspruch 1, dadurch  
20 gekennzeichnet, daß der Schirm aus transparent aufgedampftem Cäsiumjodid besteht.
4. Verfahren zur Herstellung eines Schirmes zur Verwendung in einem Bildkonverter nach Anspruch 3, dadurch  
25 gekennzeichnet, daß das Cäsiumjodid auf einen Träger aufgedampft wird, der während der Aufdampfung wenigstens auf 250°C erwärmt ist.
5. Verfahren nach Anspruch 4, dadurch  
30 gekennzeichnet, daß auf einen Träger aufgedampft wird, der eine Rauhigkeit von weniger als 5 µm besitzt.

SIEMENS AKTIENGESELLSCHAFT  
Berlin und München

Unser Zeichen  
VPA 82 P 3704 DE

5 Röntgenbildwandler

Die Erfindung betrifft einen Röntgenbildwandler nach dem Oberbegriff des Patentanspruchs 1. Eine derartige Vorrichtung ist z.B. beschrieben in der US-PS 39 75 637.

10 Röntgenbilder, die unter Anwendung von Leuchtschirmen, etwa solchen, die als Verstärkerfolie an einen Film angelegt sind, hergestellt werden, haben ein deutliches Ortsrauschen und im Vergleich zu einer Filmaufnahme oder

15 einer elektroradiographischen Aufnahme eine relativ geringe Ortsauflösung. Beides wird durch die körnige oder gerasterte Struktur der Leuchtstoffschicht verursacht. Zur Vermeidung dieses Nachteils kann ein System herangezogen werden, wie es in der obengenannten US-PS

20 39 75 637 beschrieben ist. Dabei werden mit den Röntgenstrahlen zunächst Leuchtelektronen im Schirm gespeichert. Dazu wird in der Regel ein Leuchtschirm verwendet, der phosphoreszierenden Leuchtstoff enthält, der mit Infrarotlicht ausleuchtbar ist. Zur Erzeugung des

25 Bildes wird dann der Speicherschirm mit einem Infrarot-Laserstrahl ausgelesen. Orts- und Kontrastauflösung sind dabei - bezogen auf "gleiche" Leuchtstoffe, d.h. Leuchtstoffe gleicher effektiver Röntgenabsorption, Verteilung der Korngrößen und optischer Eigenschaften - verbessert:

30 Die Ortsauflösung, weil die Streuung des emittierten Lichtes durch die Leuchtstoffkörner oder sonstige Strukturen keine Rolle mehr spielt, da das vom Laserstrahl ausgelöste, emittierte Licht von

35 einem großflächigen Empfänger registriert, der Ort durch den Laserstrahl, die Auflösung durch die

Breite des Laserstrahls bestimmt ist. Die Ortsauflösung wird nur noch bestimmt durch die Reichweite der durch die Röntgenquanten erzeugten schnellen Photoelektronen sowie die Breite des abtastenden Laserstrahls.

Die Kontrastauflösung, weil das sonst bei Filmen durch ihre Silberkörner bedingte Ortsrauschen entfällt.

Der Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde, bei einem Röntgenbildwandler nach dem Oberbegriff des Patentanspruchs 1 das Bild hinsichtlich Ortsrauschen, Kontrastauflösung und Ortsauflösung zu verbessern. Diese Aufgabe wird erfundungsgemäß durch die im Kennzeichen des Anspruchs 1 angegebenen Maßnahmen gelöst.

Durch Verwendung homogener Speicherschichten wird die gewünschte Verbesserung erreicht. Einmal sind die effektiven Reichweiten schneller Photoelektronen in homogenen Schichten, d.h. solchen aus kompaktem Material, wesentlich kürzer als in körnigen. Bei Abtastung mit einem etwa  $20 \mu\text{m}$  breiten Laserstrahl bestimmt daher diese Reichweite die Ortsauflösung mit. In homogenen Speicherstoffschichten ergibt die niedrigere effektive Reichweite wegen der höheren effektiven Absorption des kompakten Materials verbesserte Auflösung. In gleicher Richtung wirkt außerdem die im homogenen Material praktisch vermiedene Streuung des Laserstrahls selbst.

Ortsrauschen und Kontrastauflösung werden verbessert, weil die pro Pixelelement erzeugte Lichtmenge nur noch bedingt durch die Zahl der absorbierten Röntgenquanten schwankt und die Statistik der Umsetzung der Röntgen-

quanten in Lichtquanten bei den praktisch verwendeten Leuchtstoffen keine Rolle spielt, weil die Zahl der pro Röntgenquant erzeugten Lichtquanten wesentlich größer als 1 ist. Eine völlig homogene Speicherstoffschicht hat daher kein Ortsrauschen mehr, das sonst erzeugt wird durch:

10 a) die durch die Körner (Zahl, Größe, Lage der Körner) verursachte schwankende Röntgenabsorption,

15 b) die schwankenden Verluste bei der Absorption des Lichtes bei seiner Wanderung durch die körnige Speicherschicht und

15 c) die durch die Körner bedingte schwankende Umsetzung von Röntgenquanten in Licht (Abhängigkeit der Ausbeute von der Korngröße).

Der Wegfall des Ortsrauschens bedeutet, daß die Kontrastauflösung nur noch von der Absorption der Röntgenquanten abhängt, d.h. von der statistisch schwankenden Zahl der jeweils absorbierten Röntgenquanten, eine nicht zu geringe Lichtausbeute vorausgesetzt. Beispiel für einen Einkristall ist flächenhaft gezogenes Wismut-Germanium-Oxid ( $\text{Bi}_{12}\text{GeO}_{20}$ ). Ein Beispiel für einen Aufdampfschirm homogener Struktur ist mit z.B. Thallium (Tl) dotiertes Cäsiumjodid, das auf ein auf wenigstens  $250^\circ\text{C}$  erwärmtes Substrat aufgedampft wird. Ein homogener Cäsiumjodidschirm kann auch hergestellt werden durch geschmolzenes Cäsiumjodid, durch Sintern einer vorher körnigen Cäsiumjodidschicht, durch Walzen einer körnigen Cäsiumjodidschicht oder durch Pressen einer ebenso vorbereiteten Schicht aus Cäsiumjodidkristallen. Sprünge in homogenen Schichten aus Cäsiumjodid können durch Polieren praktisch beseitigt werden, weil Cäsiumjodid plastisch ist.

- 4 - VPA 82 P 3704 DE

Alle diese Schichten brauchen nicht zu einer einkristallinen Schicht zusammenwachsen. Wichtig ist, daß keine Spalten im Inneren bleiben.

5 Weitere Einzelheiten und Vorteile der Erfindung werden nachfolgend anhand der in den Figuren dargestellten Ausführungsbeispiele erläutert.

In der Figur 1 ist schematisch eine Röntgenbild-  
10 wandleranordnung gezeichnet und

in der Figur 2 eine in der Aufnahmeanordnung ab-  
gewandelte Ausführung.

15 In der Figur 1 ist mit 1 eine Röntgenstrahlenquelle be-  
zeichnet, von der aus ein Strahlenbündel 2 einen Patienten 3 durchstrahlt. Das so erzeugte Durchstrahlungsbild  
gelangt auf eine erfindungsgemäße Aufnahmeanordnung 4.  
Diese Anordnung 4 besteht aus einer etwa als Träger aus  
20 2 mm starkem Aluminiumblech bestehenden Elektrode 5, ei-  
ner darauf aufgetragenen Lichthalbleiterschicht 6 und  
einer auf dieser unter Zwischenschaltung einer Elektro-  
de 7 liegenden Röntgenbildspeicherschicht 8.

25 Die beiden Elektroden 5 und 7 liegen über Leitungen 9  
und 10 sowie einem Schalter 11 mit den Schaltkontakten  
11a und 11b an einer Spannungsquelle 12. Außerdem sind  
die Leitungen 9 und 10 mit einem Widerstand 13 verbun-  
den und einem Verstärker 14. Letzterer liegt über einen  
30 Analog-Digital-Wandler 15 an einem Verarbeitungsgerät 16  
für die Bildsignale, die andererseits mit einer Abtast-  
vorrichtung 17 in Verbindung stehen, von welcher ein  
Laserstrahl 18, die Speicherschicht 8 der Aufnahmean-  
ordnung 4 abtastend, ausgeht.

Beim Aufbau der Anordnung 4 können, wie in Figur 2 als 4' angedeutet, die Schichten 6 und 8 auch vertauscht sein. Dabei ist es aber erforderlich, daß sowohl die Schicht 6 als auch die Elektroden 5'' und 7 für den 5 Laserstrahl 18 durchlässig sind. Die Elektrode 5 der Ausführung nach Figur 1 ist nur als Träger 5' der Anordnung 4 der Schichtung aus 5' bis 8 benutzt.

Das Gerät 16 enthält einen Mikroprozessor 19, in welchen das Signal vom Analog-Digital-Wandler 15 gelangt. Durch den Mikroprozessor 19 wird ein Steuersignal über eine Leitung 20 der Abtastvorrichtung 17 zur Steuerung der Abtastbewegung des Strahls 18 zugeführt. Außerdem wird das Signal über einen Anschluß 21 zu einem Speicher 22 geleitet; von welchem das Signal über eine Leitung 23 einem Rechner 24 zugeführt werden kann. Schließlich gelangt das Signal über eine Leitung 25 zu einem Fernsehmonitor 26, wo es auf einem Bildschirm 27 zu einem sichtbaren Bild umgewandelt und betrachtet werden 20 kann.

Ein mittels des Röntgenstrahlenbündels 2 vom Patienten 3 in der Speicherschicht 8 erzeugtes Speicherbild kann mittels des Strahles 18 zu einem Leuchtbild umgewandelt 25 werden, das in der Form eines das Bildsignal enthaltenden Lichtpunktes umgewandelt wird. Dieser Lichtpunkt wirkt dann auf die Halbleiterschicht 6 ein, die zwischen den auf 100 V liegenden Elektroden 5 und 7 liegt. Durch die Einwirkung des Lichtpunktes wird in Abhängigkeit von 30 der Lichtintensität im Fotohalbleiter 6 ein Fotostrom erzeugt, so daß über die Leitungen 9 und 10 sowie den Schalter 11 und den Widerstand 13 ein Bildsignal auf den Verstärker 14 gelangen kann. Nach Passieren des Wandlers 15 und an sich bekannte Verarbeitung im Gerät 35 16 kann dann auf dem Bildschirm 27 des Monitors 26 das Durchleuchtungsbild des Patienten 3 erscheinen. Die

- 8 -

VPA 82 P 3704 DE

im Gerät 16 angedeutete Bildverarbeitungs- und Fernseheinrichtung kann in an sich bekannter Weise, wie etwa in "Röntgenpraxis" 6 (1981), Seiten 239 bis 246 beschrieben, in digitaler Röntgentechnik ausgebildet sein. Damit können zusätzlich Veränderungen von Helligkeit, Kontrast etc. des Röntgenbildes erhalten werden.

Außer der oben beschriebenen direkten Übertragung des mittels des Abtaststrahls 18 erzeugten Lichtbildes auf die Halbleiterschicht 6 kann auch eine etwa durch optische Kopplungsvorrichtungen vermittelte Übertragung erfolgen. Zur Erzeugung einer auf dem Bildschirm 27 des Monitors 26 sichtbar machbaren Signalfolge kann das Abtastlichtbild etwa mit einer Fernsehaufnahmekamera aufgenommen bzw. mit einem optisch mit der Schicht 8 gekoppelten Elektronenvervielfacher umgesetzt werden. Solche Anordnungen sind etwa beschrieben in der eingangs angeführten US-PS 39 75 637.

20

Beim Aufbau der Schichtung der Aufnahmeanordnung 4 bzw. 4' ist es zweckmäßig, einen Träger 5 bzw. 5' zu verwenden, der an der Seite, an welcher die Schichtung anliegt, rauh ist. Die Rauigkeit sollte dabei kleiner als 5  $\mu$ m sein, damit keine Störung der Abbildungsqualität eintritt.

2 Figuren

5 Patentansprüche

Leerseite

Nummer: 3205693  
Int. Cl. 9: H01L 31/16  
Anmeldetag: 17. Februar 1982  
Offenlegungstag: 25. August 1983

-9-

1/1

82 P 3704

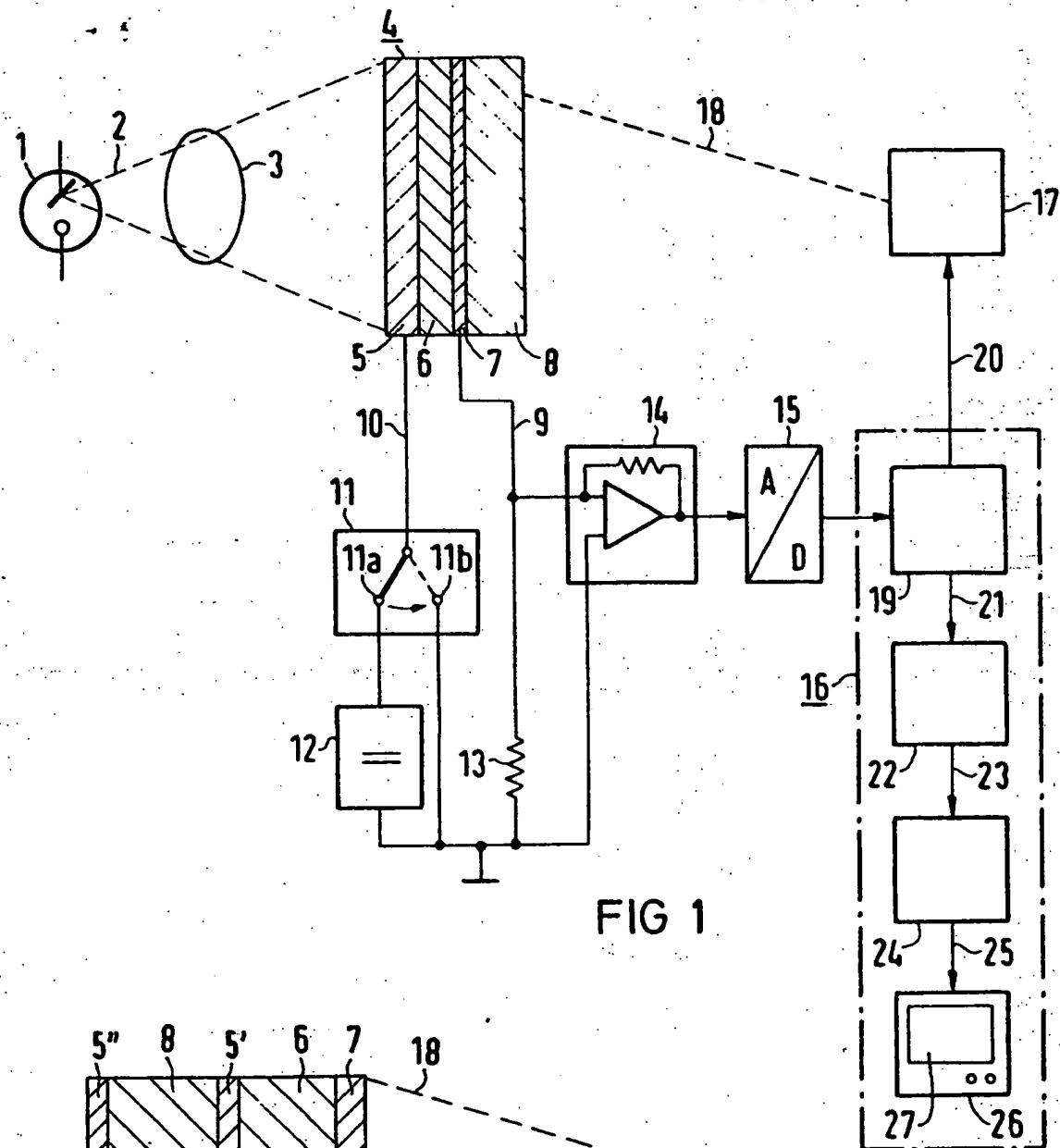


FIG 1

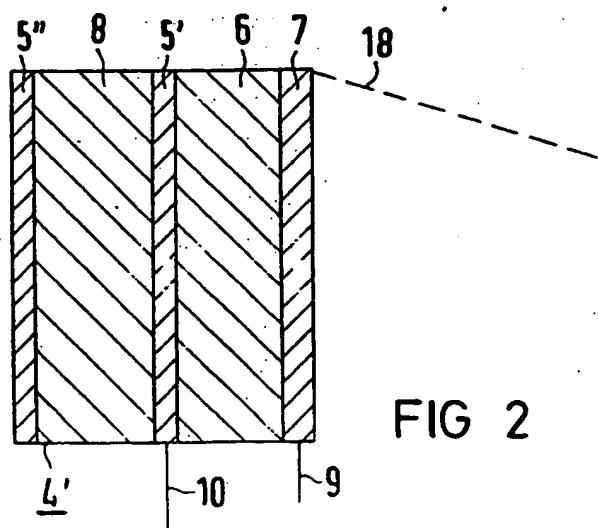


FIG 2